

FACULTÉ DE MÉDECINE DE PARIS

ANNÉE 1958

THÈSE

305

POUR LE

DOCTORAT EN MÉDECINE

(DIPLOME D'ÉTAT)

PAR

Yves, Jules BADACH

Né le 19 Novembre 1927, à MARSEILLE (B.-du-R.)

présentée et soutenue publiquement le

**LIMITES DE PERCEPTIBILITE DES DETAILS
DES IMAGES RADIOLOGIQUES
APRES RENFORCEMENT PAR TUBES
TRIODES ELECTROSTATIQUES A VIDE
ROLE DE L'OPTIQUE ELECTRONIQUE**

Président : Monsieur H. DESGREZ (Professeur)

DACTYLO-SORBONNE

8, Rue Casimir-Delavigne

PARIS-VI

1958

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

--:-

Année 1958

N°

T H E S E

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

Yves, Jules BADACH

né le 19 novembre 1927 à Marseille (B. du R.)

--:-

Présentée et soutenue publiquement
le

--:-

LIMITES DE PERCEPTIBILITE
DES DETAILS DES IMAGES RADIOLOGIQUES
APRES RENFORCEMENT
PAR TUBES TRIODES ELECTROSTATIQUES A VIDE.
ROLE DE L'OPTIQUE ELECTRONIQUE.

--:-

Président : Monsieur H. DESGREZ (Professeur)

--:-

DACTYLO-SORBONNE
8, rue Casimir Delavigne
PARIS
1958.



PROFESSEURS HONORAIRES

MM. BENARD, BROCC, CADENAT, CHABROL, CHAMPY,
 CHEVALLIER, CHEVASSU, DEBRE, DELBET, DONZELOT,
 GASTINEL, GUILLAIN, HALPHEN, HARVIER, HAZARD,
 HEUYER, LAROCHE G., LAUBRY, LEMAITRE, LEVY-SOLAL,
 LHERMITTE, LIAN, LOEPER, MARION, MATHIEU, MOCQUOT,
 MONDOR, MONOD, MULON, OLIVIER, OMBREDANNE, STROHL,
 TANON, VELTER.

DOYEN Léon BINET
 Membre de l'Institut
 ASSESSEUR Jean VERNE

I.- PROFESSEURS

MM.

Anatomie		CORDIER
Anatomie pathologique		DELARUE
Bactériologie		FASQUELLE
Biologie app. à l'Education phys. } et aux Sports		CHAILLET-BERT
Biologie Médicale		FAUVERT
Cancérologie méd., sociale		BERNARD J.
Carcinologie		REDON
Chimie Méd.		JAYLE
Clinique Chir.	{ Hôtel-Dieu	MENEGAUX
	{ Salpêtrière	MOULONGUET
	{ Cochin	QUENU
	{ Beaujon	SICARD
Clinique Chir. cardio-vasculaire		G. d'ALLAINES
Clinique Chir. réparatrice et } orthop.		MERLE d'AUBIGNE
Clinique de Cardiologie		MOUQUIN
Clinique Chir. infantile et } d'orthop.		FEVRE
Clinique Chir. pleuro-pulm.		MATHEY
Clinique de la Tuberculose		BERNARD Et.
Clinique de neuro-chir.		PETIT-DUTAILLIS
Clinique de Puéricult.		LELONG
Clinique des maladies cutanées } et syphilitiques		DEGOS
Clinique des mal. du sang		MARCHAL
Clinique mal. du système nerv.		ALAJOUANINE
Clinique des maladies des enf.		CATHALA
Clinique des maladies infectieuses		MOLLARET

Clinique des Maladies mentales et de l'encéphale	DELAY
Clinique du diabète sucré et des maladies de la nutrition	BOULIN
Clinique gynécologique	FUNCK-BRENTANO
	BARIETY
Cliniques Médicales	JUSTIN-BESANÇON
	MOREAU
	de GENNES
Clinique Méd. hydro-clir. et thérap.	DEBRAY
Clinique médicale propédeutique	PASTEUR-VALLERY
	RADOT
	LANTUEJOUL
Cliniques obstétricales	VARANGOT
	LACOMME
Clinique ophtalmologique	RENARD
Clinique oto-rhino-laryngologique	AUBIN
Clinique psychiatrique infantile	MICHAUX
Clinique rhumatologique	COSTE
Clinique stomatologique	DECHAUME
Clinique urologique	FEY
Embryologie	GIROUD
Génétique	LAMY
Histoire de la Méd. et de la Chir.	SOULIE
Histologie	VERNE
Hygiène et Clinique lère Enfance	TURPIN
Hygiène et Méd. Préventive	JOANNON
Médecine du Travail	DESOILLE
Médecine Légale	PIEDELIEVRE
Parasitologi et hist.nat.Méd.	GALLIARD
Pathologie chirurgicale	COVELAIRE
Pathologie exotique	LAVIER
Path. expérimentale et comparée	LENEGRE
Path. Hum. et Immun. exp.	MERKLEN
Pathologie médicale	DECOURT
Path. et Thérapeut. générales	GARCIN
Pédiatrie sociale	JULIEN MARIE
Pharmacologie et matière.méd.	CHEYMOL
Physico-chimie méd.	N...
Physiologie	BINET
Physique médicale	DOGNON
Problèmes alimentaires (ch.t.pers.)	HAMBURGER
Radiologie médicale	DESGREZ
Technique chirurgicale	PATEL
Thérapeutique	BROUET
Thérapeutique chirurgicale	SENEQUE
Thérapeutique médicale	LEMAIRE

II.- PROFESSEURS SANS CHAIRE
MAITRES DE CONFERENCES-AGREGES ET AGREGES

MM.

Anatomie { CABROL
{ DEBEYRE
{ DELMAS
{ OLIVIER G.
{ Melle GAU-
Ana.Path. { THIER V.
{ BUSSER
{ GOUYGOU
Bactério- } { CHRISTOL
logie } { NEVOT
Biol. Méd. { BOURLIERE
Chimie méd. { ETTORI
{ POLONOVSKI J.
Dermato-syph. DUPERRAT
Embryologie TUCHMANN
Histologie { COUJARD
{ N.
Hydrologie { CORNET
Hygiène { BOYER
{ DEPARIS
Mal.infect. BASTIN
Médecine } { DEROBERT
légale et } { GAULTIER
du Trav. } { HADENGUE
Neurochir. DAVID
Neurologie { LHERMITTE
{ GRASSET
{ LE LORIER
Obstétrique { LEPAGE
{ MERGER
{ MORIN
{ RAVINA
{ ROBEY
Ophtal- } { BREGEAT
mologie } { DESVIGNES
Orthopédie JUDET
Oto-rhino- } { AUBRY
laryngol. } { MADURO
Parasito. { BRUMPT
Parasito.col. CHABAUD
{ ABOULKER
Pat. chir. { BARCAT
{ BAUMANN
{ CAUCHOIX

MM.

{ DUBOST
{ FAUREL
{ FLABEAU
{ GERMAIN
Pat. chir. { GOSSET
{ LAURENCE
{ LORTAT-JACOB
{ OLIVIER (Cl.)
{ POILLIEUX
{ THONERET
{ VERNE (J.M.)
Pat.expéri- { MAURICE
ment. { LOEPER
{ BOUVIER
{ BOUDIN
{ BRICAIRE
{ BRISSAUD
{ CASTAIGNE
{ CONTE
{ DEROT
Path.Med. { DOMART
{ LAMOTTE
{ LAROCHE
{ MACREZ
{ MILLIEZ
{ PEQUIGNOT
{ PERRAULT
{ RAMBERT
{ ROYER
{ THIEFFRY
{ TURIAF
{ WOLFROMM
{ POLONOVSKI Cl.
Pédiatrie { MOZZICONACCI
{ JOSEPH
Pharmacol. { Melle LEVY
{ BARGETON
Physiol. { DEJOURS
{ PARROT
Physique } { DJOURNO
Médicale } { GOUGEROT
Pneumo-ptis. KREIS
Psychiatrie { BARUK
{ PICHOT

	MM.		MM.
Psych.infant.	N...	Urologie	KUSS
Rhumatologie	DELARRE	Thérapeut.	CHASSAGNE
Stomato.	{ CHAPUT Mme		
	{ CERNEA		

III.- PROFESSEURS HONORAIRES
ET AGREGES RAPPELES A L'EXERCICE
pour le Service des Examens

M. LE LORIER.

IV.- PROFESSEURS SANS CHAIRE ET
AGREGES CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE
A TITRE PERMANENT

	MM.		MM.
	{ AMELINE	Urologie	N...
	{ HUGUIER		{ DREYFUS
Clin.Chir.	{ LEGER	Clinique Méd.	{ HAGUENAU
	{ PADOVANI		{ KOURILSKY
	{ ROUX		
Clinique)	{ ECALLE		
obstét.)	{ MAYER		
Clin.opht.	OFFRET		

Secrétaire de la Faculté	M. MOREL
Secrétaire-Adjoint	Melle CHAINTREUIL

Bibliothécaire en Chef	Dr HAHN
Conservateur	Melle GOICHON
	{ Melles DUMAITRE
Bibliothécaires	{ LE NOIR
	{ LAURENT
	{ QUIEVREUX

Par délibération en date du 9 décembre 1798,
l'Ecole a arrêté que les opinions émises dans les
dissertations qui lui seront présentées, doivent
être considérées comme propres à leurs auteurs
et qu'elle n'entend leur donner aucune approbation
ni improbation.

A Monsieur le Professeur H. DESGREZ

Professeur de Radiologie Médicale
à la Faculté de Médecine de Paris
Chevalier de la Légion d'Honneur

Qui a bien voulu nous faire
l'honneur d'accepter la
présidence de cette thèse.

Hommages respectueux.

A mon Maître, le Docteur Pierre TRUCHOT
Electro-Radiologiste des Hôpitaux de
Paris
Chef du Service d'Electro-Radiologie
de l'Hôpital Cochin

Qui m'a inspiré le sujet de
cette thèse.

En témoignage de ma profonde
reconnaissance.

A mon Maître, le Docteur Pierre TRUCHOT
Electro-Radiologiste des Hôpitaux de
Paris
Chef du Service d'Electro-Radiologie
de l'Hôpital Cochin

Qui m'a inspiré le sujet de
cette thèse.

En témoignage de ma profonde
reconnaissance.

Les tubes à vide électrostatiques renforceurs d'images radiologiques réalisés selon le principe décrit en 1934 par G. HOLTS, J.H. de BOER, M.C. TEVES, C.F. VEENEMANS (1) convertissent les rayons X en une émission électronique qui est en chaque point du champ embrassé, proportionnelle à l'intensité du rayonnement incident. Les électrons accélérés au moyen d'une source d'énergie extérieure sont collectés et concentrés sur une surface plus faible que la surface initiale. Ces appareils, véritables télescopes électroniques, à la fois transformateurs et renforceurs d'images radiologiques, réalisent une amplification de la luminance des images fluoroscopiques qui peut atteindre 800 à 1200 fois. Malheureusement, la définition de l'image finale, tant en finesse qu'en contraste, quoique supérieure à celle d'un écran de radioscopie conventionnel, n'atteint pas encore celle d'une radiographie standard, elle varie d'ailleurs avec les différentes réalisations que nous offre l'industrie.

Nous nous proposons d'étudier les facteurs qui régissent la perception des détails de l'image radiologique après son renforcement par ces tubes-images électrostatiques à vide.

CONVERSION PRIMAIRE DE L'IMAGE RADIOLOGIQUE
 EN UNE IMAGE VISIBLE
 ROLE DES CONES RETINIENS

--

La lumière émise par une poudre fluorescente sous l'action des Rayons X est fonction :

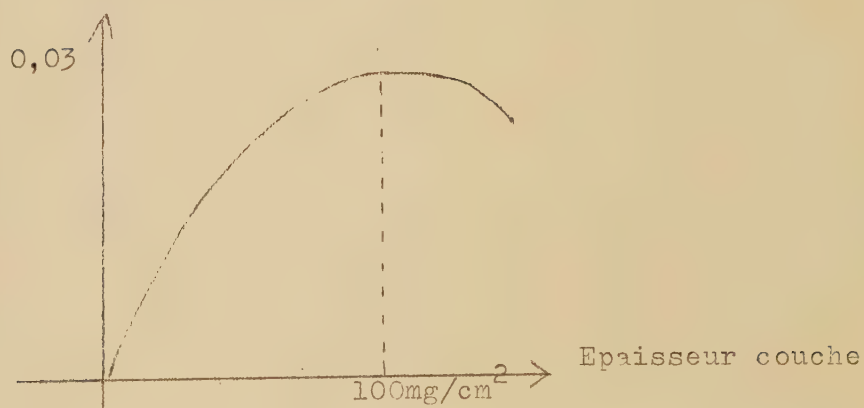
- de la taille des cristaux constituant l'écran,
- de l'épaisseur de la couche fluorescente.

Le pouvoir séparateur d'un écran fluorescent est en fonction inverse de l'épaisseur de la couche constituante.

Le rendement quantique final ne dépasse jamais 5 %, ce qui représente une luminance de 0,03 mm Lambert (cf. courbe I) par r min. Pour cette valeur, la définition de l'image obtenue est à peine le quart de celle d'une radiographie standard toujours supérieure à 60 pts. cm.

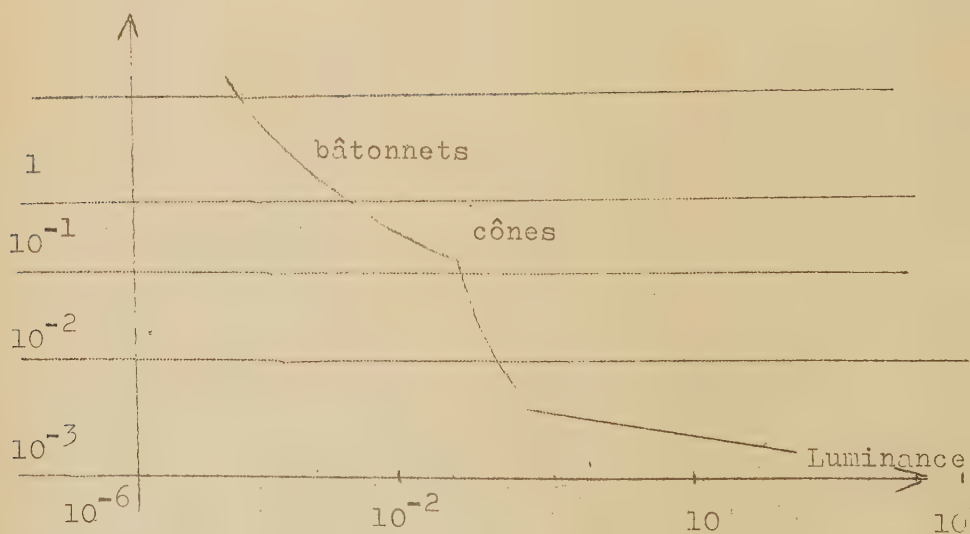
L'amplification de la luminance, permettant à l'oeil de travailler dans de meilleures conditions, améliore son pouvoir séparateur ; en effet au cours d'une scopie ordinaire, seule intervient la vision par les bâtonnets et le pouvoir séparateur atteint à peine le mm, pour une scopie abdominale par exemple ;

Luminance
m/Lambert:r/minute



Courbe I

Pouvoir
Séparateur



Courbe II

dans le cas de la scopie avec amplificateur de luminance, au seuil de $1/10^{\circ}$ de mLambert la vision par les cônes est mise en jeu, il en résulte que le pouvoir séparateur est de l'ordre de $1/10$ de mm (cf. courbe 2).

Il est donc, dans les méthodes d'amplification de luminance, intéressant de faire choix de couches luminescentes de faible épaisseur, constituées de cristaux fins. On améliore ainsi la définition de l'image aux dépens de la luminance.

-:-

LIMITES DE DEFINITION DE L' IMAGE RENFORCEE

-:-

Un tube électrostatique renforceur d'images radiologiques comporte :

- une couche émettrice qui assure la conversion de l'image radiologique en image électronique.
- une couche réceptrice assurant la traduction de l'image électronique en image visible, enfin une optique électronique interposée.

I.- LIMITES DE DEFINITION DUES A LA COUCHE EMETTRICE.

La couche émettrice est constituée par l'accolement d'une couche fluorescente à une photocathode. Nous étudierons :

- le flou dû à la couche fluorescente
- le flou dû à la photocathode
- le flou dû à l'accolement des deux couches.

A/- Flou dû à l'écran fluorescent primaire

L'écran fluorescent primaire ne diffère pas d'un écran conventionnel ; dans le tube Philips il est constitué par des cristaux de sulfure de zinc activés à l'argent donnant une fluorescence bleue " $4.300 \text{ \AA. (PATTERSON D.)}$ ". Dans le tube V.B.151 de Radio Industrie, il est constitué par un sulfure mixte de zinc et de

cadmium donnant une fluorescence jaune verte "(5.100 Å LEVY WEST MARK 48)".

Le pouvoir séparateur de cet écran est fonction de la taille des cristaux qui le constituent et de son épaisseur ; il est donc possible avec les poudres fluorescentes actuelles d'améliorer la définition de l'image aux dépens de la luminance il est vrai. Il n'existe donc pas théoriquement de limitation de définition due à l'écran primaire : on sait actuellement réaliser des couches fluorescentes dont la définition atteint 150 à 200 points au cm (tube cathodique de télévision à projection).

B/- Flou dû à la photocathode

Les photocathodes actuelles à l'antimoine-césium ne limitent pas la finesse de l'image. En effet, pour éviter la réabsorption des électrons émis dans l'épaisseur de la couche photo-émissive il est nécessaire de réaliser des photocathodes très minces. On construit, actuellement, de manière courante des photocathodes autorisant une finesse d'image pouvant atteindre 400 points au cm (tube analyseur T.V.).

C/- Flou dû à l'accolement photocathode écran primaire

L'association photocathode écran fluorescent fut pendant longtemps l'obstacle majeur empêchant la réalisation pratique des renforceurs d'images radiologiques.

Dans le tube de LANGMUIR(2) réalisé en 1942, l'écran fluorescent primaire était déposé sur la face externe du tube, la photocathode étant située à l'intérieur dans le vide. La distance de ces deux éléments occasionnait un flou très important dans la défini-

nitition de l'image. L'incorporation de l'écran primaire à l'intérieur du tube devenait une nécessité. Dans la réalisation de ces tubes à vide, un support de quelques microns d'épaisseur seulement s'interpose entre la couche réceptrice fluorescente et la couche émettrice électronique, le flou dû à la distance entre ces deux derniers éléments devient négligeable.

II.- LIMITES DE DEFINITION DUES A LA COUCHE RECEPTRICE

L'écran II qui convertit l'énergie des électrons rapides incidents en énergie lumineuse, est en tout point semblable à un écran fluorescent conventionnel ; les limites de définition de l'image qu'il impose sont donc fonction, comme nous l'avons vu plus haut, de son épaisseur et de la taille des cristaux qui les constituent. Dans la pratique, l'utilisation de poudres fluorescentes extrêmement fines dont les cristaux ne dépassant pas 4 microns, permet d'obtenir avec un diamètre d'écran de 15 à 20 mm, une image dont la définition est de 3 à 4 fois supérieure à celle donnée par un écran conventionnel ; il est en outre utile d'insister sur l'amélioration de la définition, due ici à la réduction de l'image.

La limitation de l'image due aux écrans I et II et à la photo-cathode n'est pas importante et l'on devrait obtenir une finesse d'environ 100 points au cm, or les meilleures réalisations actuelles ne dépassent pas 30 points/cm. Cette différence de netteté peut être imputable à :

- 1) La variation de l'homogénéité du faisceau incident de R.X. pouvant occasionner une baisse de définition d'environ 4-7 % selon l'appareillage ; variation encore accentuée par l'épaisseur faible de l'écran primaire produisant une absorption minime.

- 2) L'optique électronique qui apparaît comme une cause importante de limitation de la finesse.

PRINCIPES DE L'OPTIQUE ELECTRONIQUE

La représentation électronique d'une image visible, consiste à réaliser une émission électronique proportionnelle, en chaque instant et en chaque point de l'image, à la densité des photons lumineux incidents.

Etude théorique :

Transfert des Electrons :

La représentation électrooptique la plus simple, celle utilisée dans le tube de HOLTZ consiste à mettre en regard une cathode et une anode plates.

Les inconvénients du système sont évidents :

- 1) Le grandissement est forcément unitaire;
- 2) La définition de l'image due à l'aberration chromatique est très pauvre.

En effet, le champ uniforme entre les électrodes ne focalise pas le faisceau électronique ; les électrons émis en chaque point décrivent une parabole et, comme l'a montré RUSTER-HOLTZ (4) ils frappent la surface anodique à une distance q par rapport à l'axe de la parabole, telle que :

$$q = 2 L \sqrt{\frac{\frac{1}{2} m V_r^2}{e V_l}}$$

L = distance cathode-anode

V_l = D.D.P. en volts entre cathode et anode

V_r = composante radiale de la vitesse initiale des électrons émis.

Cette formule donne la largeur du flou due

à cette représentation électrooptique : pour 4000 volts le cercle de moindre confusion a un diamètre de $D = 2q = 2/3$ mm environ.

L'aberration chromatique est donc inversement proportionnelle au gradient de potentiel au voisinage de la photo-cathode ; il semble intéressant d'augmenter la D.D.P. mais on sera très vite limité par d'abord l'augmentation rapide de l'émission froide de la photo-cathode donnant des images parasites d'où baisse du contraste et de la définition ; ensuite à partir d'une certaine valeur par les normes de résistance du tube lui-même.

Il est possible, malgré tout, d'utiliser un tel transfert à condition de créer un champ magnétique circulaire au moyen de bobinages placés à l'extérieur du tube.

CONDITION DE STIGMATISME

Comme c'est le cas dans le tube de LANGMUIR, pour obtenir sur l'écran secondaire l'image d'un point de la photo-cathode selon un point, il faudrait que tous les électrons quittent la surface émissive animés de la même vitesse initiale. Le rôle du champ magnétique uniforme est de ramener tous les électrons sur l'axe.

On calcule les caractéristiques du tube de telle sorte que le temps de parcours d'un électron de la cathode à l'anode soit égal au temps que mettrait cet électron à décrire une circonférence complète sous l'action du champ magnétique utilisé.

$$L = 1,054 \cdot 10^{-5} \frac{V_e^{1/2}}{H} \quad (9)$$

L = distance cathode-anode en mètres

V_e = tension accélératrice en volts

H = champ magnétique d'induction en Weber par m².

Le gain en finesse est de l'ordre de 20-25 par rapport au tube sans bobine magnétique de concentration.

Il est à noter que le champ magnétique assurant la focalisation des pinceaux électroniques le long de l'axe du solénoïde détermine une rotation de l'image autour de cet axe, dont l'angle est proportionnel à l'intégrale de la force magnétique d'induction utilisée.

REPRESENTATION ELECTRONOPTIQUE AVEC REDUCTION DES DIMENSIONS DE L'IMAGE.

La réduction de l'image autorise un accroissement de luminance supérieur à celui réalisé par l'accélération simple des électrons. Cet accroissement est dans le même rapport que celui des surfaces initiale et finale, il est rendu possible par le fait qu'en optique électronique l'indice de réfraction du milieu est représenté par la racine carrée du potentiel du champ dans lequel se meuvent les électrons.

Cet indice est en chaque point proportionnel à la vitesse des électrons donc au champ électrique longitudinal accélérateur, ainsi il sera au niveau de l'anode 100 fois plus grand qu'au voisinage de la photo-cathode, si la tension accélératrice est comprise entre 15000 et 30.000 volts ce qui est le cas des tubes amplificateurs d'images.

Un champ électrique uniforme communique une accélération constante à ces électrons, si ceux-ci arrivent dans un autre champ électrique uniforme dont toutes les lignes de force sont perpendiculaires à la direction de leur mouvement, ils seront déviés et décriront une parabole ; au moment où ils quittent la zone où s'exerce le second champ électrique, les électrons vont suivre la direction de la tangente à la trajectoire parabolique.

L'angle de déviation t est proportionnel :

- 1°) à l'intensité du champ électrique perpendiculaire,
- 2°) à la longueur ℓ de cette trajectoire décrite dans le champ électrique.

L'angle de déviation t est inversement proportionnel à l'énergie cinétique initiale de l'électron.

Un condensateur plan exerce donc sur un faisceau d'électrons une action semblable à celle d'un prisme sur un faisceau lumineux.

H. BUSCH (3) a montré qu'un champ électrique de révolution permet de focaliser les électrons .

Quand le faisceau d'électrons parallèle à l'axe de révolution pénètre dans ce champ il se trouve rabattu en un point de l'axe qui est le point de convergence de tous les électrons. C'est la composante radiale E_r du champ électrique, responsable de la déviation des électrons vers l'axe de révolution. Mais, nous voyons déjà que pour que cette lentille électronique simplifiée soit stigmatique, il faut que la déviation soit toujours proportionnelle à la distance de l'électron à l'axe.

OPTIQUE ELECTRONIQUE A CYLINDRE CONCENTRIQUE.

Le procédé le plus simple pour créer un champ électrique de révolution consiste à porter à des potentiels différents deux cylindres conducteurs situés l'un derrière l'autre.

Le potentiel du champ électrique varie de part et d'autre de cette lentille électronique élémentaire, en sorte que les milieux qui baignent chacune des faces de la lentille ont

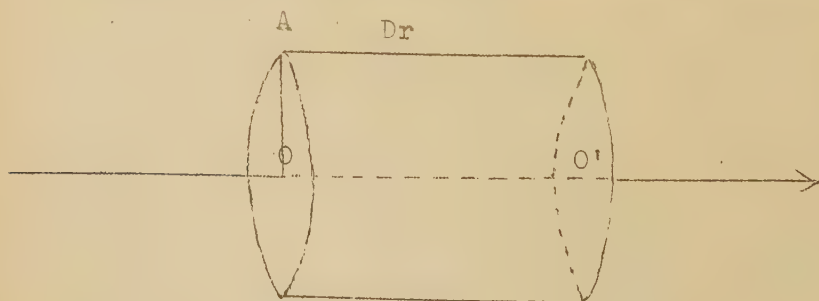
un indice progressivement variable ; il est difficile d'assimiler ce montage à une lentille mince, en effet les variations du potentiel s'étendent indéfiniment de part et d'autre de la lentille.

Pour pallier ces inconvénients ZWORIKINE (7) propose de remplacer le cylindre cathodique par des anneaux étagés portés à des potentiels auxiliaires réglables ; une telle optique électronique peut être rapprochée d'un objectif corrigé en optique.

Le premier renforceur d'image radiologique dû à J.V. COLTMAN (9) présenté en 1948 et fabriqué par WESTINGHOUSE utilise une optique électronique du type ZWORIKINE comportant une lentille principale portée au potentiel anodique et une série de lentilles correctrices fonctionnant sous des tensions plus faibles et réglables, permettant la mise au point de l'image par action sur la convergence de l'optique électronique

LENTILLES A TROU PLANES

Il est possible de focaliser les électrons émis par une surface photo-émissive au moyen d'une lentille trou plane BUSCH (3) dans laquelle la composante radiale E_R du champ électrique dévie les électrons vers l'axe de révolution tandis que la composante axiale E_L joue uniquement un rôle accélérateur



Si nous considérons un petit cylindre d'axe OO' délimité par l'orifice de la lentille électronique de rayon R et de hauteur d_L on peut écrire que le flux total du champ électrique à travers la surface cylindrique fermée est nul ; autrement dit, si le champ en A est égal à E_L en A' , il devient :

$$1) \quad E_L + \frac{dE_L}{de} \cdot de$$

Le flux résultant à travers les bases A et A' du cylindre a pour valeur :

$$2) \quad \pi R^2 \cdot \frac{dE_L}{de} \cdot de \quad (1)$$

En raison de la symétrie de révolution du champ électrique, le flux à travers la surface latérale est égal à :

$$2 \pi R \cdot E_R \cdot de \quad (2)$$

On peut écrire que $(1) = (2)$

d'où on tire la valeur de la composante radiale E_R du champ électrique de révolution :

$$- \pi R^2 \cdot \frac{dE_R}{de} \cdot de = 2 \pi R \cdot E_R \cdot dl$$

$$E_R = \frac{R}{2} \cdot \frac{d^2 V_L}{de^2}$$

Si V_L est la tension d'accélération.

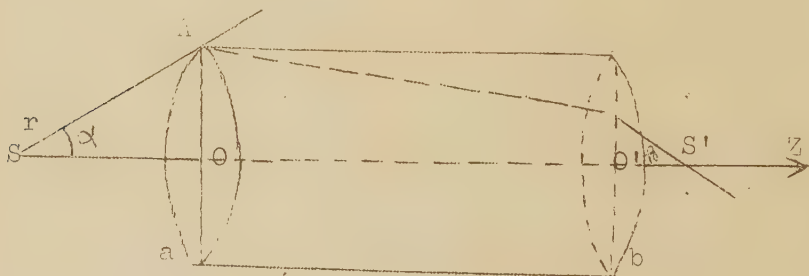
Mais ceci ne tient pas compte de la charge spatiale au niveau de la lentille trou. Si au point de vue de la lentille électronique proprement dite cette charge spatiale semble négligeable la densité des courants utilisés utilisés étant toujours très faible (de l'ordre de 10^{-9} Ampère dans les tubes amplificateurs d'images) ; par contre, nous verrons que

dans certains cas on aura à déplorer par charge d'espace ionique l'apparition d'une tache centrale sur l'image finale.

EQUATION DU MOUVEMENT DES ELECTRONS DANS UN CHAMP ELECTRIQUE DE REVOLUTION.

APPROXIMATION DE GAUSS

Considérons le cas des électrons émis par une photocathode selon une direction peu inclinée sur l'axe. Quand ils pénètrent dans un champ électrique de révolution supposé localisé dans une portion réduite de l'espace - les plans des bases du cylindre cité plus haut étant d'abscisses a et b , les électrons sont déviés vers l'axe par la force due à la composante radiale du champ qui est forcément située dans le méridien du point A (point d'entrée de l'électron dans la base d'abscisse a). Dans ce cas, le mouvement de l'électron se fera tout entier dans le plan du méridien de départ défini par l'axe OZ et le point A .



L'accélération radiale du mouvement est donnée par la formule :

$$m \frac{d^2 R}{dt^2} = -e H = e \frac{R}{Z} \cdot \frac{d^2 V}{dr^2} = e \frac{R}{2} V''$$

Dans le cas d'un champ électrique de révo-

lution localisé dans une portion réduite de l'espace et pour les électrons peu inclinés sur l'axe, on pourra écrire :

$$D_2 = V dt \neq V \cos \alpha dt$$

en sorte que l'accélération radiale du mouvement de l'électron peut s'écrire :

$$\frac{d}{dz} \left(\bar{V} \cdot \frac{dR}{dz} \right)$$

Tous les corpuscules électrisés quelle que soit leur charge spécifique partant d'un point de potentiel zéro décrivent des trajectoires identiques, à condition que le rapport des tensions et des phases entre les électrodes d'une lentille électrostatique demeure constant.

LENTILLES SPHERIQUES CONCENTRIQUES

Dans ce système formé de deux électrodes sphériques concentriques, l'électrode intérieure : l'anode, est percée d'un trou. Il est possible de calculer les trajectoires des électrons dans un tel système ainsi que l'influence du trou percé dans la sphère anodique.

Si n est le rapport des rayons des sphères cathodique et anodique =

$$\frac{R_c}{R_a}$$

d = distance entre cathode et anode
(différence des rayons des deux sphères).

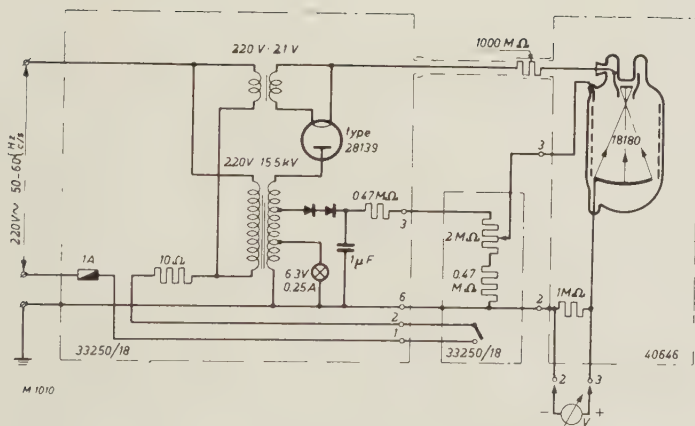
φ_a = Potentiel de l'anode

La cathode est à la masse.

Le gradient du champ est réduit à la valeur :

TUBE RENFORÇATEUR D'IMAGES PHILIPS
avec optique électronique à deux
électrodes.

Schéma de l'alimentation haute
tension avec mise au point de l'ima-
ge électronique et branchement du
milliampèremètre.



$$\varphi'_c = \frac{\varphi_a}{nd}$$

Le flou de l'image réduite, sur la sphère anodique, est donné par la formule de RUSTER-HOLZ (4) déjà citée, mais dans ce cas on remarque qu'il existe une image virtuelle derrière la sphère anodique, située sur une sphère concentrique aux deux autres et de rayon

$$R_i = \frac{n}{n-2} R_a$$

R_a = rayon sphère anodique.

En perforant un étroit orifice dans la sphère anodique, une image réelle peut être obtenue ; mais étant donné que cet orifice va jouer le rôle d'une lentille négative l'image ne sera pas située sur la même sphère que l'image virtuelle mais à une plus grande distance derrière l'anode.

SCHAGEN, BRUINING et FRANKEN (5) démontrent qu'à une distance

$$\frac{6(n-1)R_a}{n-4}$$

derrière le trou percé dans la sphère anodique, on obtient une image renversée de la photocatode grossie ($\frac{3}{n-4}$) fois : n étant le rap-

port des diamètres des sphères et R_a le rayon de la sphère anodique.

Les systèmes pratiques décrits par ces auteurs sont à la base du renforceur d'images Philips dû à M.C. TEVES et T. TOL (6) dans sa forme actuelle.

La réalisation de ce tube (6) n'emploie qu'une calotte sphérique cathodique ; le reste de l'enveloppe étant cylindrique, mais le rapport n des rayons $\frac{R_c}{R_a}$ n'est pas seul à déterminer les

dimensions du champ et en particulier la position de l'anode doit être déterminée expérimentalement afin d'obtenir une image correspondant à la plus grande étendue possible de photocathode.

La portion cylindrique du tube est revêtue intérieurement d'une argenture. En portant celle-ci à un potentiel légèrement positif par rapport à la photocathode, on parvient à faire passer dans l'ouverture circulaire de l'anode les électrons émis par les parties périphériques de la photocathode. Cet artifice permet de doubler la surface d'image utilisable de l'écran primaire. D'autre part, cette tension auxiliaire réglable permet d'atténuer la "distorsion" en croissant de l'image et de mettre au point l'image de l'écran secondaire. Par ailleurs, comme il suffit d'appliquer la haute tension à un seul des trois pôles de l'amplificateur d'images, la photocathode peut être mise à la masse. Mais, dans ces conditions, les performances théoriques autorisées par cette optique électronique sont loin d'être atteintes parce que :

- 1) la couche réceptrice terminale est déposée sur une surface plane et non sphérique,
- 2) les sujétions de construction de l'optique électronique, sur lesquelles nous reviendrons, introduisent des irrégularités importantes dans la répartition du champ électrique.

Les tubes construits sur ce modèle autorisent une finesse d'image de 30 points au cm au centre, mais de 20 points à la périphérie.

En ce qui concerne le contraste de l'image obtenue, la différence de rayonnement qu'il

est possible d'apprécier avec un tube utilisant une telle optique électronique ne descend pas au-dessous de 7 %. Certes, le progrès par rapport à une radioscopie ordinaire est considérable. Seule une différence de luminance atteignant 30 % et plus sera perçue en radioscopie ordinaire. L'amplificateur de luminance fait travailler l'oeil dans des conditions telles que son pouvoir d'appréciation des contrastes est considérablement amélioré. Une différence de luminance d'environ 2 % pour deux plages d'assez grande étendue, il est vrai, pourrait être perçue.

Par ailleurs, cette optique simplifiée provoque sur la plupart des tubes actuels de ce type l'apparition d'une tache centrale ionique. Le phénomène de charge d'espace ionique est constitué par la formation, à partir des molécules des gaz résiduels du tube, sous l'influence du faisceau électronique à l'endroit où il est de plus faible dimension, c'est-à-dire dans le trou de la sphère anodique. Ions positifs accélérés vers la photocathode qui déterminent en son centre une émission électronique supplémentaire, traduite sur l'image finale par l'apparition d'une tache centrale brillante.

OPTIQUE ELECTRONIQUE ELECTROSTATIQUE A LENTILLES CORRECTRICES.

Pour améliorer la qualité de la représentation électronique de l'image tant en finesse qu'en contraste, on peut utiliser un certain nombre de lentilles correctrices. Selon le principe de l'optique électronique allemande de SCHAFFER-NICHT.

L'optique électronique à trois électrodes permet de réaliser des lentilles dans lesquelles les variations de potentiel sont faibles au

voisinage immédiat de leurs faces ; le gradient du champ autour de la photo-cathode sera donc assez bas.

Le système focalisateur électrostatique à 3 électrodes donne la meilleure définition de l'image et son étude est extrêmement délicate d'autant que la profondeur du champ de ces optiques est nettement moins grande que celles des optiques ZWORI-KINE et PHILIPS.

Dans le cas le plus simple : cylindres coaxiaux ou sphères concentriques, la répartition spatiale du potentiel pouvait être calculée avec une bonne approximation par intégration de l'équation de LAPLACE.

Il n'en vas pas de même dans le cas de l'optique à 3 électrodes et en pratique le seul procédé convenable pour étudier un tel montage est celui de la cuve rhéobasique de FORTESCU et FARNSWORTH.(11)

Le tube renforceur d'image radiologique V.B.151 réalisé en France en 1952 par L.F.GUYOT, comporte une telle optique à trois électrodes.

1) La première électrode située au voisinage de la photo-cathode et le revêtement intérieur du tube sont portés à un potentiel positif susceptible de varier entre 10 et 200 Volts.

2) La seconde électrode placée près de l'extrémité distale du tube est portée à un potentiel positif, réglable de 2000 à 3000 Volts.

3) La troisième électrode hémisphérique ainsi que l'écran secondaire rendu conducteur par la mince pellicule d'aluminium qui le recouvre, est porté à un potentiel positif de 22.000 à 25.000 Volts.

Les tubes équipés d'une optique électronique à trois électrodes permettent une perception des contrastes supérieure à celle des tubes à deux électrodes. Dans le cas du tube V.B. 151 de la Radio Industrie, il est possible de distinguer une différence de rayonnement de l'ordre de 3 à 4 % seulement.

Par contre, la définition de l'image n'est pas supérieure à celle du tube Philips. Bien que le rapport de réduction $\frac{\text{écran I}}{\text{écran II}}$ ne soit que de 7,5/I contre 9,5/I pour le Philips, la finesse de l'image après amplification ne dépend donc pas des couches émettrices et réceptrices des tubes mais de l'imperfection de l'optique électronique purement électrostatique.

Nous allons examiner maintenant les moyens qui permettent d'améliorer la finesse de la représentation électrooptique. Ce problème s'est déjà posé avec les tubes analyseurs de télévision quand on a voulu améliorer le "standard" des images transmises. Le seul tube analyseur de télévision qui soit comparable au renforceur d'images radiologiques est le tube à "photoémissivité super iconoscope", les solutions adoptées pour ce tube sont applicables au renforceur d'image radiologique.

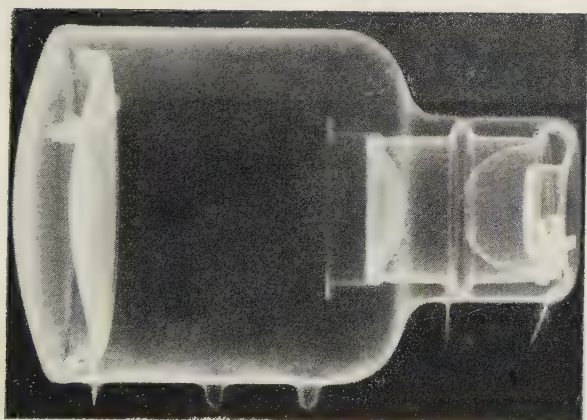
Nous trouvons en effet :

un étage amplificateur de luminance précédant la cible d'analyse, équipé d'une optique électronique-électrostatique. Quand le tube fonctionne avec seulement cette optique, la définition au centre de l'image ne dépasse pas 60 à 80 points au cm pour un éclaircissement de photocathode supérieur à 100 lux.

Nous avons essayé d'améliorer l'image des télescopes électroniques au moyen de bobines concentriques extérieures au tube ; pour la

RADIOGRAPHIE DU TUBE AMPLIFICATEUR
DE LUMINANCE V.B. 151 de la RADIO-INDUSTRIE.
On remarque un certain nombre de différences
avec le tube Philips :

- diminution de l'éloignement de l'écran
primaire,
- optique électronique à trois électrodes.



commodité des mesures nous ne nous sommes pas servis d'un "renforceur" d'images radiologiques, mais d'un télescope électronique de plus faible diamètre fonctionnant en lumière visible. En effet, la réalisation de bobines de concentration de grand diamètre est assez délicate ; dans les conditions d'expérimentation où nous étions placés, il n'était pas possible de faire construire des bobinages adaptables au tube V.B. 151 d'autant que dans sa réalisation actuelle la présence de cosses de pompage oblige à augmenter le diamètre des bobines extérieures.

En lumière visible l'adjonction de bobines de concentration améliore la finesse de l'image dans des proportions qui vont du simple au double. Il est donc possible théoriquement d'améliorer la définition de l'image radiologique amplifiée au point de la rendre presque comparable à celle d'une radiographie directe. Malheureusement les poudres fluorescentes entrant dans la constitution de l'écran primaire que l'on peut sans inconvénient incorporer dans un tube à vide, n'ont pas un rendement élevé ; cet écran peut difficilement convertir en lumière visible plus de 30 % de l'énergie des rayons X qu'ils absorbent.

Un écran de 0,3 millimètre d'épaisseur n'absorbe pas 15 % du rayonnement reçu ; en définitive on obtient un rendement final d'environ 5 %, on ne peut espérer une définition excédant 45 points au centimètre, si l'on réduit l'épaisseur de l'écran, la définition augmente ; mais à ce moment apparaît une limitation qui résulte de l'amplification même de l'image. En effet, le rayonnement X est constitué d'un petit nombre de photons de quantum d'énergie élevée.

Les amplificateurs de luminance actuels étant des compteurs de photons d'une sensibilité

exceptionnelle, les fluctuations statistiques du nombre de photons X qui définissent l'image radiologique deviennent gênantes et nuisent par conséquent à la finesse de cette image. A partir du moment où la finesse de l'image finale n'est plus conditionnée par le tube amplificateur, le plus petit détail d'objet perceptible tant en finesse qu'en contraste après amplification est déterminé par les fluctuations du rayonnement X.

Si l'on considère en effet deux points de luminance différents caractérisés par un nombre de photons N_1 et N_2 la limite inférieure de la différence ($N_1 - N_2$) perceptible par l'œil ne peut être abaissée indéfiniment ; pour que cette différence devienne perceptible, il faut qu'elle reste supérieure à la fluctuation de N_1 - l'ordre de grandeur de celle-ci est égal à $\sqrt{N_1}$. L'ordre de grandeur des fluctuations relatives des rayons X est donné par la formule : $\frac{1}{n}$

Il faut remarquer que cette fluctuation survient aussi bien à l'émission qu'à la perception et aussi au cours de l'amplification. Il en résulte que le plus petit contraste perceptible entre deux plages caractérisées par leur différence de luminance est d'autant plus faible que la luminance augmente.

STURM et MORGAN (8) ont montré en 1949 que la dimension du plus petit détail discernable de contraste C après une amplification égale à G est fonction du nombre N de photons qui atteignent la rétine par seconde et par mm² de champ examiné t = selon la formule :

$$d = \pm \frac{2 K}{C} \left(\frac{G}{tN} \right)^{\frac{1}{2}} \cdot 10^2$$

En pratique, il est possible de limiter la gêne résultant du scintillement de l'image finale en utilisant un écran secondaire légère-

ment rémanent. Ce procédé est appliqué dans les tubes-caméra réalisant la traduction simultanée de tous les points de l'image radiologique en un flux électronique (étage d'amplification) et l'analyse successive des points de cette image (étage analyseur).

Si l'on emploie dans le canal de transmission un amplificateur non linéaire réglable ; les contrastes de l'image examinée peuvent être contrôlés par l'opérateur.

Le contraste entre deux niveaux d'ombres proches l'un de l'autre est proportionnel à la pente de la caractéristique de la tension d'entrée en fonction de la tension de sortie.

On peut se placer dans des conditions telles que la caractéristique de l'étage d'amplification ait une pente raide pour les intensités d'ombres caractéristiques et plus faible pour les intensités d'ombres différentes de celles de l'organe à examiner.

En interposant un tube à mémoire cathodique dans la chaîne de T.V. la radioscopie prolongée des organes à fonctionnement lent devient possible avec une cadence de 2 images/sec. ce qui réduit de 12 fois la dose de R.X. requise normalement.

CONCLUSIONS

-:-

Nous avons étudié les différentes réalisations d'appareils renforceurs d'images radiologiques, du type "tubes à vide électrostatiques" couramment fabriqués actuellement.

Nous avons constaté leur énorme supériorité sur les écrans fluoroscopiques conventionnels grâce à l'amplification de luminance produite ; permettant à l'oeil de l'observateur, la mise en jeu des cônes rétinien et la perception d'une image dont la finesse et le contraste sont à mi-chemin entre ceux d'une image radioscopique conventionnelle et d'une radiographie "standard".

La mise en jeu des cônes rétinien étant obtenue , nous avons vu qu'il restait deux facteurs limitatifs du rendement du système :

- 1) Les imperfections de l'optique électronique.
- 2) Les fluctuations quantiques du rayonnement " X " incident.

Nous avons montré qu'il était possible dans la pratique, en améliorant l'OPTIQUE ELECTRONIQUE du tube renforceur, d'obtenir une image finale renforcée au point de la rendre presque comparable à celle d'une radiographie "standard" (selon les différents essais on a 45 à 50 points au centimètre). Ces résultats

sont dûs à la plus grande concentration électronique sur l'écran récepteur final.

La radioscopie avec amplificateur de luminescence prend une valeur refusée jusque là à ce moyen d'investigation, en raison de la visualisation incomplète et mal définie des images fluoroscopiques simples ; ce résultat est obtenu par surcroît avec des doses de rayonnement "X" inférieures à celles utilisées actuellement en radioscopie courante.

Mais on constate expérimentalement que pour de faibles intensités de rayons "X" la perception du détail d'objet à faible contraste est limitée par les fluctuations du nombre de quanta du rayonnement émis.

Nous avons vu que pour compenser cet inconvénient, du moins en faible partie, on a employé des écrans secondaires légèrement rémanents.

Il n'en demeure pas moins vrai que les procédés électroniques de renforcement d'images fluoroscopiques, permettent actuellement d'enregistrer la cinématique viscérale ; la dose de rayonnement nécessaire à la formation de chaque image est en effet 200 à 300 fois inférieure à celle utilisée pour une radiographie "standard".

--:-

Vu :
Le Président :
signé : DESGREZ

Vu :
Le Doyen :
signé : L. BINET

Vu et Permis d'Imprimer
Le Recteur de l'Académie de Paris
signé : Jean SARRAILH

BIBLIOGRAPHIE

-:-

- 1 - G. HOLTS, J.H. de BOER, M.C. TEVES,
C.F. WEENEMANS
Physical 1934 297
- 2 - LANGMUIR
U.S. PATENT, 23 avril 1940 2.198
479
- 3 - H. BUSCH
Annal der Physics, 1936 81.974
- 4 - A. RUSTERHOLZ
Electronenoptic, Bâle 1950
- 5 - CHAGEN, BRUINING et FRANKEN
Philips research report, Vol. 7
n° 2 - Avril 1952
- 6 - M.C. TEVES, et T. TOL
Revue technique Philips Tome 14
n° 1 - Juillet 1952
- 7 - ZWORIKIN et RAMBERG
Photo Electricity
- 8 - STURM et MORGAN
American Journal Roentgen 1949
62.617
- 9 - J.W. COLTMAN
Radiology, 1948 - 51.359
- 10 - SHAFFERNICHT
Z. Physik T. 93 1935

- 11 - FORTESCU, FARNWORTH
Proc. A.I.E.E. 1913
- 12 - SCHNEEBERG R.J.
Brevet Américain 1954
- 13 - TRUCHOT et FOURNIER
Journal de Radiologie 1955
- 14 - J.J. FOURNIER
Thèse 1957
- 15 - ROSE A.J.
Optique Soc.American 1948
- 16 - GUYOT L.F.
Brevet Français n° I 103 739 1954

